

THESIS

München

1968

UNTERSUCHUNGEN ÜBER DIE STABILITÄT DER
INTRAMEDULLÄREN OSTEOSYNTHESE
(KÜNTSCHER-Nagelung)
IM VERGLEICH ZUR
EXTRAMEDULLÄREN PLATTENVERSCHRAUBUNG

LANE MEDICAL LIBRARY
STANFORD UNIVERSITY
MEDICAL CENTER
STANFORD, CALIF. 94305

Erich L Burghardt

Aus der
Orthopädischen Klinik und Orthopädischen Poliklinik
der Universität München

Direktor: Prof. Dr. Max LANGE

Untersuchungen über die Stabilität der intramedul-
lären Osteosynthese (KÜNTSCHER - Nagelung) im Ver-
gleich zur extramedullären Plattenverschraubung.

I n a u g u r a l - D i s s e r t a t i o n
zur Erlangung der Doktorwürde in der gesamten Me-
dizin

verfaßt und
einer Hohen Medizinischen Fakultät
der Ludwig - Maximilians - Universität zu München

vorgelegt von
E r i c h B u r g h a r d t
aus Pforzheim

München 1968

Gedruckt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Referent:	Priv.-Doz.Dr.K.H.Täger
Korreferent:	Prof.Dr.M.Lange
Dekan:	Prof.Dr.F.Holle

Tag der mündlichen Prüfung: 14.5.1968

Inhaltsverzeichnis

	Seite
1.) Einleitung	1
2.) Problemstellung	4
3.) Versuchsanordnung	6
a) Biegung	7
b) Stauchung	13
c) Torsion	19
4.) Versuchsergebnisse	
a) Biegung	25
b) Stauchung	31
c) Torsion	38
5.) Diskussion der Ergebnisse	42
6.) Schlußfolgerungen	42
7.) Zusammenfassung	44
8.) Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen	45
9.) Literaturverzeichnis	46



Digitized by the Internet Archive
in 2026

https://archive.org/details/IA40154017_0035

Untersuchungen über die Stabilität der intramedullären Osteosynthese (KÜNTSCHER - Nagelung) im Vergleich zur extramedullären Plattenverschraubung.

1. E i n l e i t u n g .

Die operative Osteosynthese ist heute eine besondere Möglichkeit, therapeutisch einen optimalen Heilungseffekt zu erreichen.

Mit der zunehmenden Bedeutung der Osteosynthese mit Metallen gewinnen auch die immer wieder auftretenden Mißerfolge an Bedeutung, deren Ursache in den verschiedensten Komponenten zu suchen ist.

Zu der Wechselwirkung zwischen Corrosionsvorgängen am Implantat und biologischen Vorgängen am Knochen spielt die Stabilität der Osteosynthese eine besondere Rolle.

Bisher gab es keine physikalischen Untersuchungen über die Stabilität der heute gebräuchlichsten Osteosyntheseverfahren, nämlich der KÜNTSCHER-Nagelung und der Plattenverschraubung.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, einen Beitrag zur Mechanik der Osteosynthese zu leisten.

Mit der ständig zunehmenden Zahl der Unfälle, bei denen zu etwa 70 % die Extremitäten verletzt werden, wird die Frage nach der für Frakturen im Diaphysenbereich der langen Röhrenknochen besten Therapie immer dringlicher.

In den letzten Jahren haben dabei die operativen Verfahren die konservativen Methoden weitgehend verdrängt.

Dafür gibt es mehrere Gründe:

Einmal ist durch die Entwicklung der Antibiotika der operative Eingriff gefahrloser geworden, dann ist bei der geschlossenen Marknagelung durch die Röntgenkontrollen eine operative Eröffnung des Bruchspaltes meist nicht mehr nötig, schließlich ist nach erfolgter Reposition eine exakte Fixierung möglich und somit die Gefahr der Bildung von Pseudarthrosen bedeutend geringer und - bedingt durch die bessere Fixierung - ein Gipsverband vielfach nicht erforderlich, so daß die Patienten bereits wenige Tage nach dem Eingriff aufstehen können.

Dies ist besonders für ältere Leute von großer Bedeutung, da Komplikationen vermieden werden können, die häufig durch die lange Bettruhe bei der konservativen Behandlung bedingt sind.

Außerdem kann dadurch auch eines der Hauptprinzipien der Chirurgie erfüllt werden, nämlich das der Erhaltung der Funktion und in diesem speziellen Fall auch die Verhinderung einer Atrophie der betreffenden Muskeln. Grundsätzlich kann man zwischen zwei verschiedenen operativen Verfahren unterscheiden, nämlich zwischen den intramedullären Fixationsmethoden, wie z.B. der Marknagelung, der Fixation mit RUSH-pins und der Bündelnagelung nach HACKETHAL, und den extramedullären Fixationsmethoden, wie z.B. der Drahtumschlingung, der Verschraubung und der Verschraubung mit der LANE'schen Platte oder der Verplattung nach dem Schweizer Osteosyntheseverfahren.

Von allen diesen Verfahren haben sich bei Frakturen im Diaphysenbereich der langen Röhrenknochen besonders die Marknagelung nach KÜNTSCHER und die Verschraubung mit der AO-Platte bewährt, da diese Methoden als am stabilsten angesehen werden und es das Ziel einer jeden Osteosynthese sein muß, der natürlichen Festigkeit eines Knochens möglichst nahe zu kommen.

Trotzdem treten auch dabei immer wieder Komplikationen auf.

So findet man z.B. selbst bei genauester Reposition und exakter Ruhigstellung häufig eine verzögerte Callusbildung.

Ferner kommt es an der Knochen-Metall-Grenze oft zu einer Atrophie oder Resorption des Gewebes, oder, bedingt durch Corrosion, sogar zu einem Bruch des Implantates und einer Refraktur des Knochens.

2. Problemstellung.

Durch solche Komplikationen wird die Stabilität der Osteosynthese und damit die ungestörte Knochenheilung in Frage gestellt.

Zwar liegen von KÜNTSCHER und von MAURATH in Bezug auf die Marknagelung und von MÜLLER, ALLGÖWER, WILLENEGGER in Bezug auf die Verschraubung genügend physikalisch-mechanische Berechnungen und klinische Berichte vor, wonach die durch Osteosynthese erreichte Stabilisierung ausreichend ist, jedoch ist es auf Grund der oben angeführten Komplikationen von großer Bedeutung, exakte Werte zu ermitteln.

Um nun die tatsächliche Festigkeit beider Methoden miteinander und mit der Haltbarkeit eines gesunden Knochens vergleichen zu können, war es nötig, die natürlichen Belastungen eines Knochens nachzuahmen, d.h. die Summe der auf einen Knochen einwirkenden Kräfte zu zerlegen und ihn jeweils auf Torsion, Stauchung und Biegung zu belasten.

Einige Fehlerquellen waren dabei nicht zu vermeiden. So konnten nur von jeglicher Muskulatur befreite Knochen verwendet werden.

Es zeigte sich aber bei den Versuchen, daß gerade der Muskelmantel bei der Torsionsbelastung von genagelten Frakturen eine große Rolle zu spielen scheint.

Darauf wird später noch ausführlicher eingegangen.

Ferner mußten die Knochen über einen längeren Zeitraum im Kühlschrank aufbewahrt werden, so-
daß durch das Gefrieren der Feuchtigkeit im Kno-
chen wahrscheinlich Haarrisse entstanden, die
eine zusätzliche Minderung der Festigkeit be-
wirken können.

Jedoch ist es nicht das Ziel der Arbeit, die ab-
solute Festigkeit des Knochens zu bestimmen,
sondern das Verhältnis der Festigkeit eines ge-
nagelten, bzw. verschraubten Knochens zu einem
unverletzten Knochen. Die für die Biegung, die
Stauchung und die Torsion benötigten Geräte
mußten extra angefertigt werden, da die Halte-
rung der von der T.H. zur Verfügung gestellten
Maschine für derartige Versuche nicht geeignet
war.

Die Untersuchungen wurden an der hydraulischen
Universalprüfmaschine im Institut für Metallkun-
de an der Technischen Hochschule München durch-
geführt.

Dem Direktor des Institutes, Herrn Prof. Dr.
Ing. H. Borchers möchte ich an dieser Stelle für
die jederzeit großzügige und wertvolle Unter-
stützung, die ich auch durch seinen Mitarbeiter
Dr. Ing. H. Tensi, sowie durch Herrn Maier er-
fahren habe, besonders danken.

3. Versuchsanordnung.

Die Untersuchungen wurden an 20 Oberschenkel- und 20 Unterschenkelknochen von frischen Leichen durchgeführt.

Die skelettierten Knochen mußten aus äußeren Gründen maximal bis zu vier Wochen bei $- 30^{\circ} \text{C}$ aufbewahrt werden, wurden für die Versuche aber in aufgetautem Zustand verwendet.

Von den insgesamt 40 Knochen waren 22 von männlichen Leichen, 18 von weiblichen Leichen.

Das Alter der Leichen, von denen Knochen entnommen wurden, lag zwischen 16 und 64 Jahren.

Alle Knochen stammten von Leichen, bei denen Knochenverletzungen, Systemerkrankungen des Skelettes oder besondere regressive Vorgänge am Knochen auszuschließen waren.

Die Körpergröße und das Körpergewicht wurden zwar zur Kenntnis genommen, konnten aber bei der mathematischen Berechnung keine Berücksichtigung finden.

a) B i e g u n g :

Das Gerät besteht im Wesentlichen aus zwei halbkreisförmigen Metallschalen, die um eine waagrechte Achse drehbar sind und in einem bestimmten Abstand voneinander aufgestellt sind.

Innen sind beide Metallschalen mit Holz ausgekleidet, um ein besseres Einpassen des Knochens zu ermöglichen.

Zur Vermeidung von möglichen Druckstellen und den sich daraus ergebenden Spannungsspitzen sind beide Holzschalen zusätzlich mit Filz gepolstert.

(Abb. 1a, 1b, 1c und 2).

Abb. 1 a

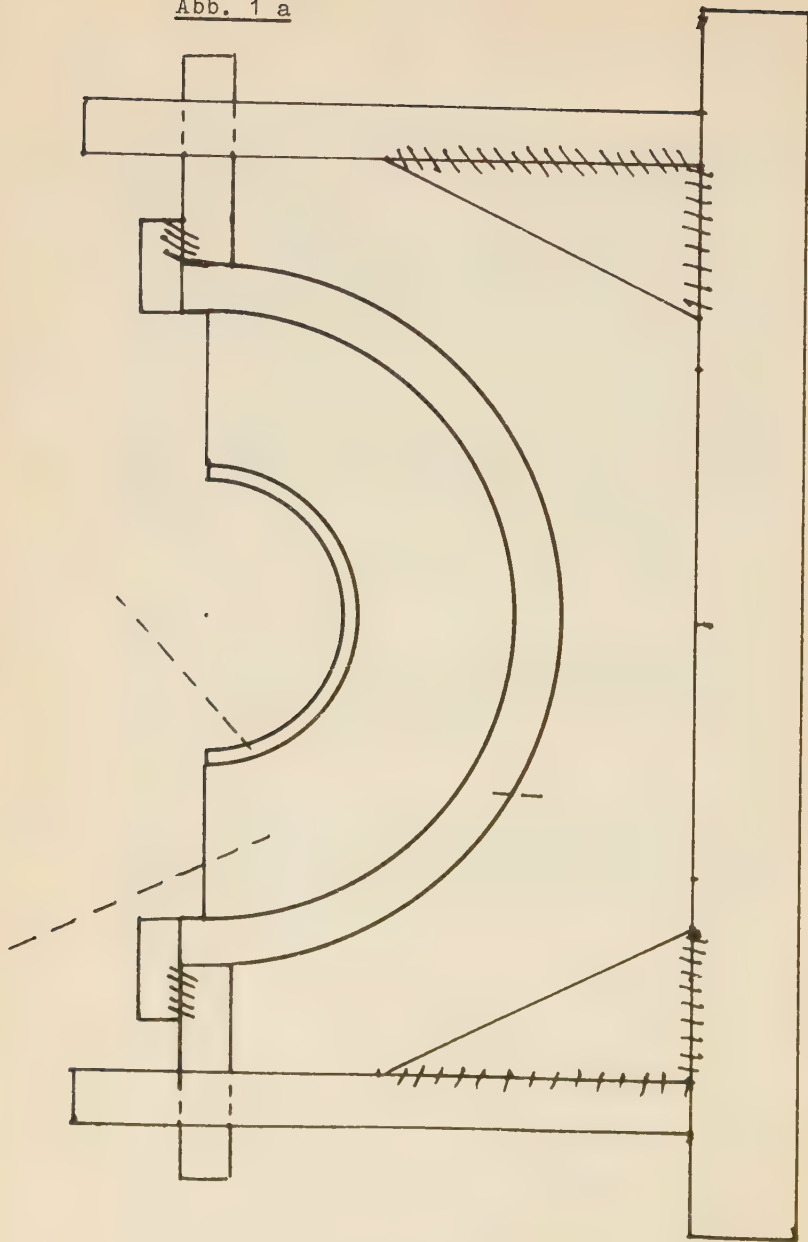


Abb. 1 b

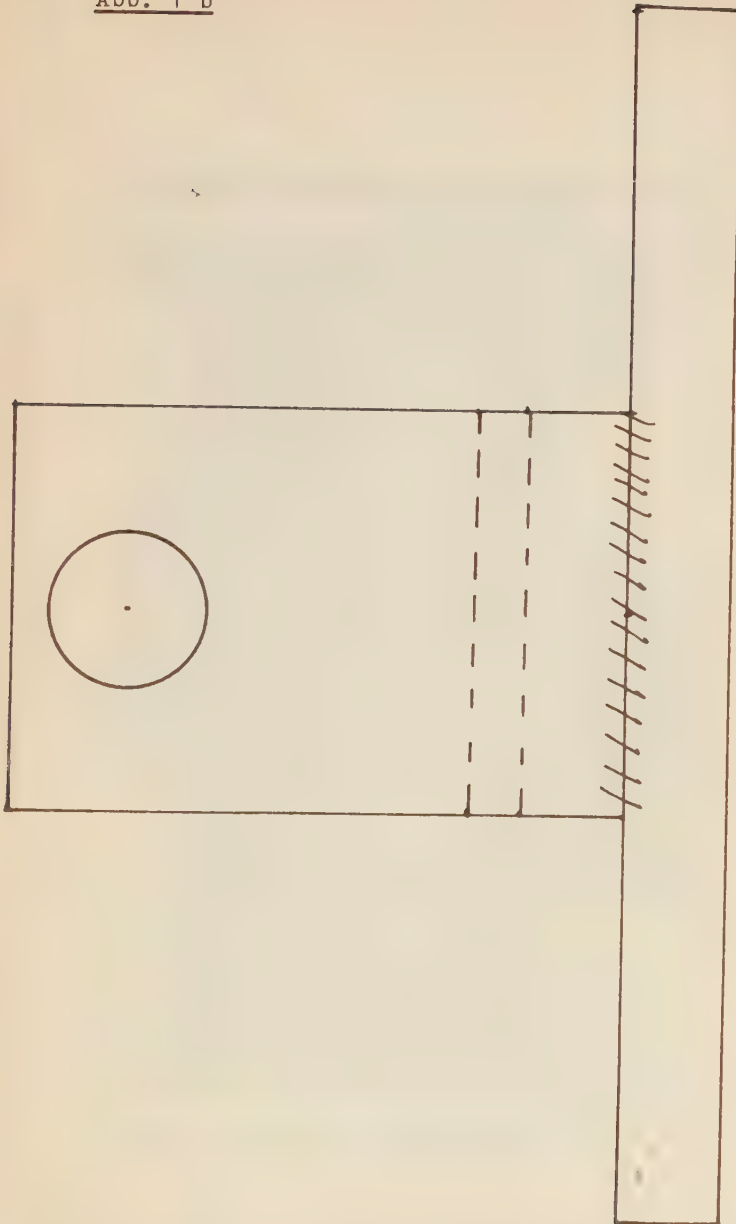


Abb. 1 c

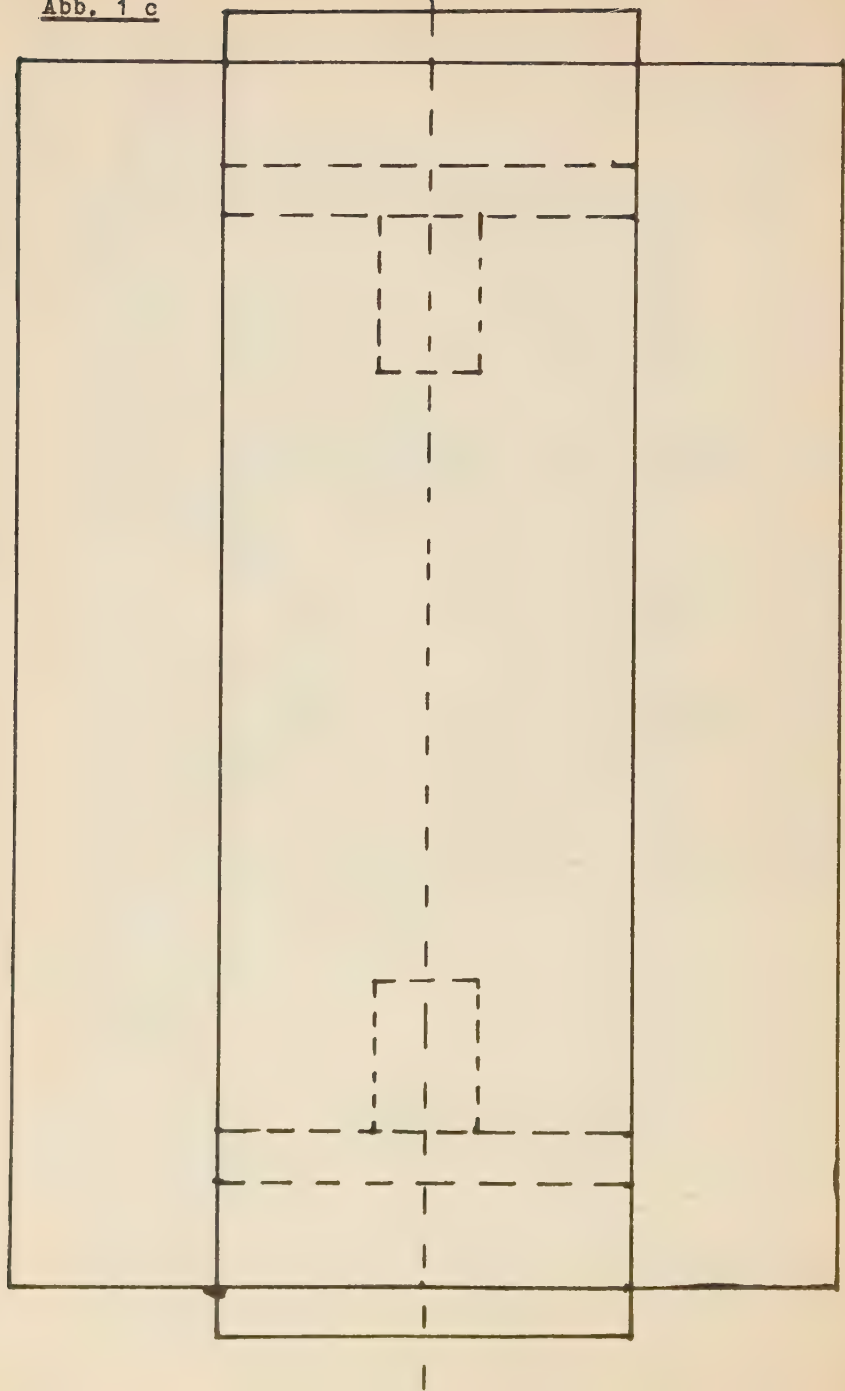


Abb. 2



Der Druck des Metallstempels wird mittels eines Holzbrettchens, das ebenfalls der Form des Knochens angepaßt ist und sich genau in der Mitte zwischen beiden Schalen befindet, auf den Knochen übertragen.

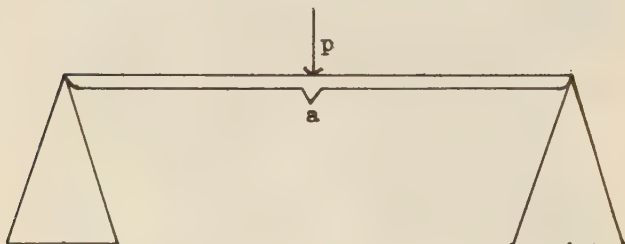


Abb. 3: Schematische Darstellung des Biegeversuches.

Der Metallstempel ist mit einem Schreiber gekoppelt, der auf der Ordinate die Kraft und auf der Abszisse die Dehnung, bzw. die Durchbiegung oder die Verdrehung aufzeichnet.

Das Drehmoment ist vom Hebelarm und von der Kraft abhängig.

Es errechnet sich aus der halben Kraft multipliziert mit dem halben Hebelarm.

$$M = \frac{p}{2} \cdot \frac{a}{2} = \frac{p \cdot a}{4}$$

b) S t a u c h u n g :

Die Halterung besteht aus einer Metallplatte und einem Seitenteil, der fest mit der Unterlage verschweißt ist und an dessen oberen Ende wiederum zwei Metallschalen befestigt sind.

Diese sind ebenfalls mit Holz ausgekleidet und zur Vermeidung von Spannungsspitzen mit Filz gepolstert.

Als Unterlage dient ein Holzklotz, der ebenfalls mit Filz versehen und der Form des Knochens angepaßt ist.

(Siehe Abb. 4a, 4b, 4c und 5).

Abb. 4 a

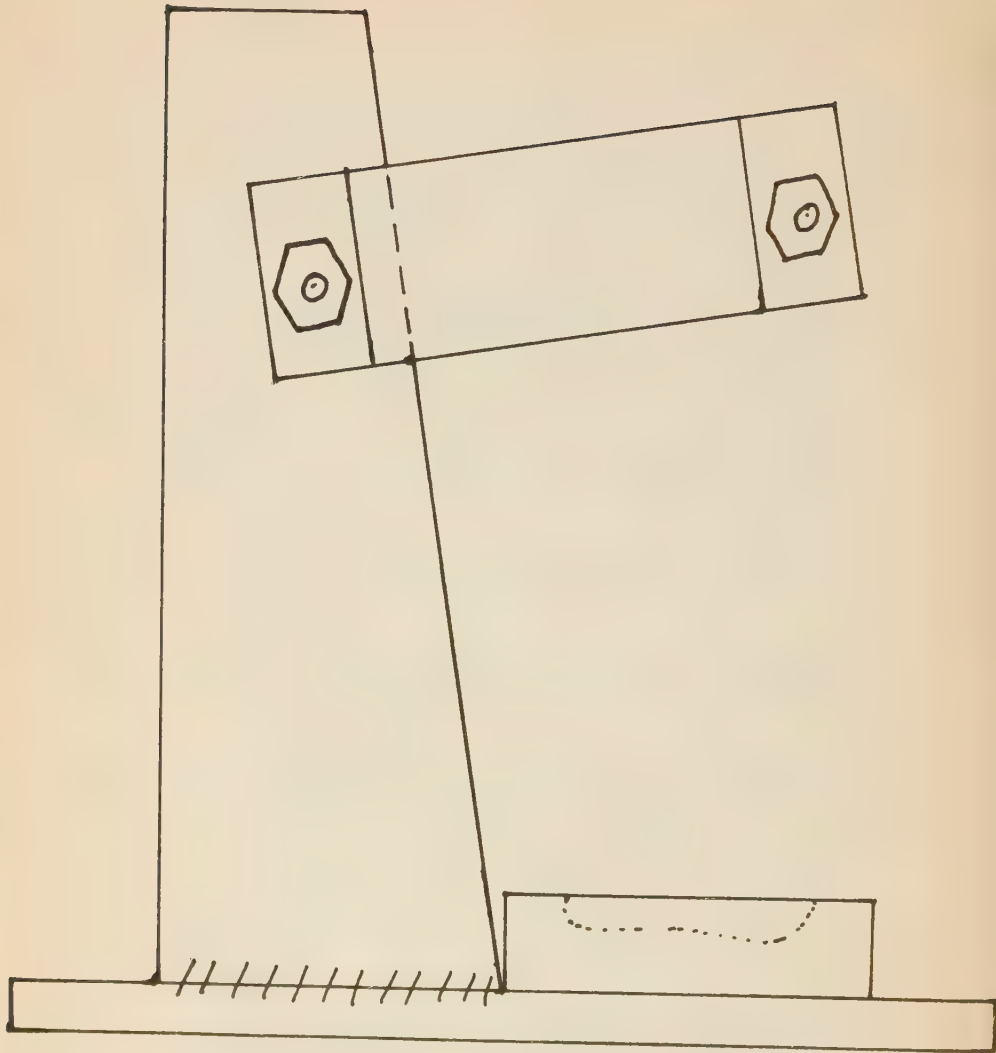


Abb. 8

Graphische Darstellung der Festigkeit von Femura bei der Belastung auf Biegung

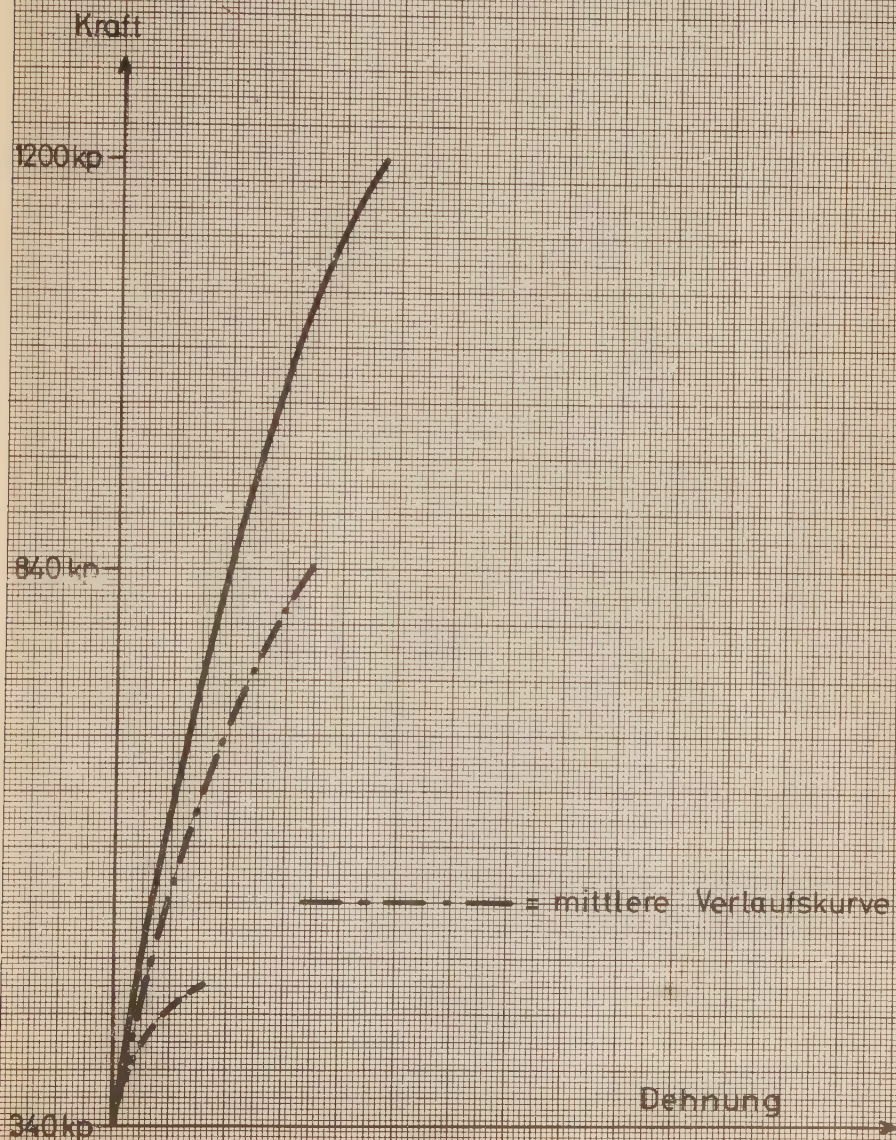
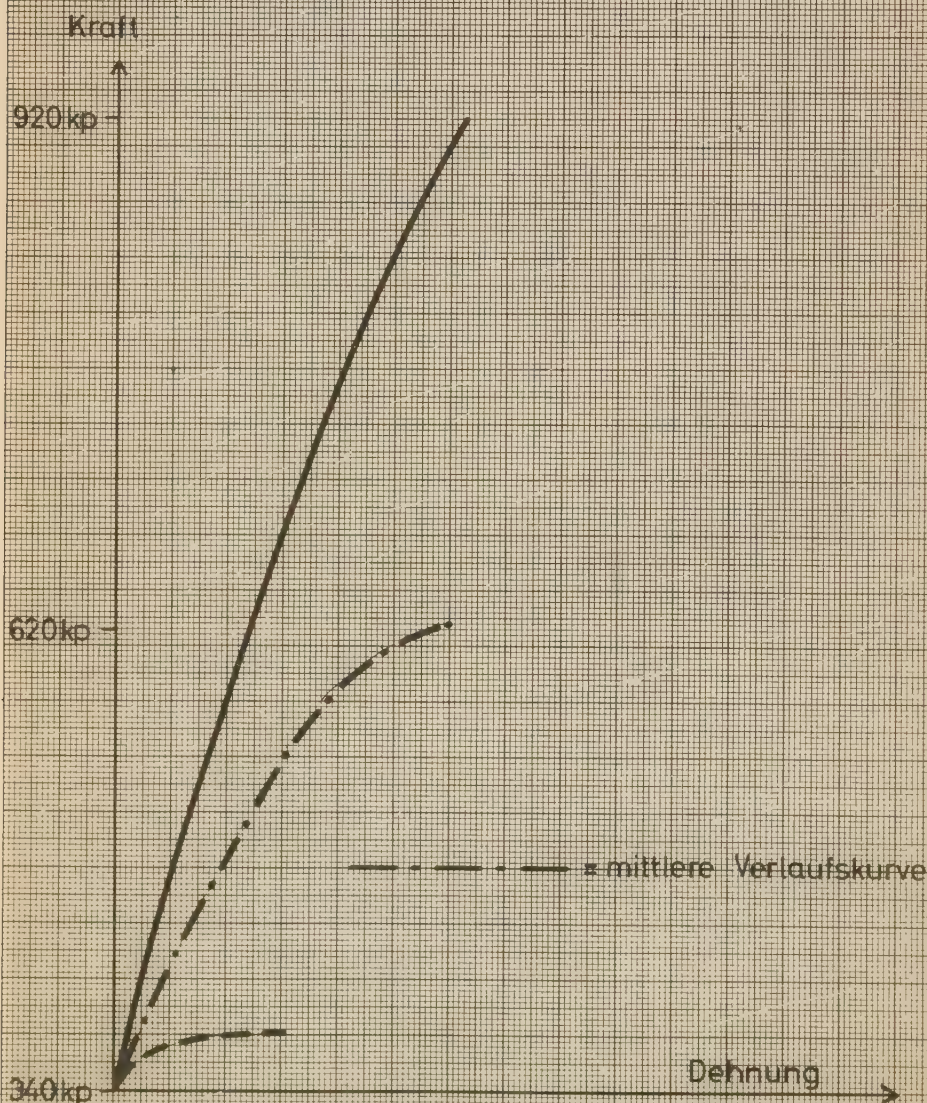


Abb. 9

Graphische Darstellung der Festigkeit von Tibiae bei der Belastung auf Biegung



Bei der Belastung von genagelten Knochen konnten deswegen leider nur Schätzwerte ermittelt werden,, weil das Gewicht des Einspannkopfes der Prüfmaschine in Höhe von 340 kp die Festigkeit des Materials bereits weit überstieg. Allerdings läßt die Menge des zurückfließenden Öls bei der Maschine einigermaßen exakte Schätzungen zu. Die erhaltenen Werte liegen bei genagelten Femura bei etwa 7 - 8 mkp.

Demgegenüber hält ein verschraubter Femur etwa 15 - 20 mkp Belastung aus, das ist ungefähr das Doppelte eines genagelten Knochens.

Bei genagelten Tibiae kommt es, natürlich abhängig von der Stärke des verwendeten Nagels, bereits bei etwa 3 - 6 mkp zu einer Nagelverbiegung.

Der Mittelwert beträgt hier ungefähr 4,32 mkp.

Bei nach dem Schweizer Osteosyntheseverfahren verschraubten Tibiae liegen die Werte dagegen zwischen etwa 6,2 mkp und 22,6 mkp.

Der Mittelwert beträgt hier 13,3 mkp, das ist ungefähr das Dreifache an Belastung gegenüber einer genagelten Tibia.

(Tab. II).

Tab. II: Meßergebnisse (Biegung).

Femur		Tibia	
genagelt	verschraubt	genagelt	verschraubt
7,1 mkp	15,2 mkp	4,8 mkp	22,6 mkp
7,6 mkp	17,8 mkp	3,0 mkp	6,2 mkp
8,0 mkp	20,0 mkp	3,0 mkp	10,3 mkp
7,4 mkp		6,0 mkp	
		4,8 mkp	

Die großen Unterschiede in der Belastungsfähigkeit verschraubter Tibiae kommen dadurch zustande, daß Platten mit einer verschieden großen Anzahl von Schrauben z.B. mit 6, 7 oder 10 Bohrlöchern verwendet wurden.

Bei mit 6 oder 7 Schrauben versehenen Platten kam es bei Belastung regelmäßig zu einem Bruch des Knochens, und zwar bei 6 Schrauben bei etwa 6,2 mkp und bei 7 Schrauben bei etwa 10,3 mkp.

Bei einer mit 10 Schrauben versehenen Platte kam es erst bei 22,6 mkp zu einer Verbiegung, nicht zu einer Fraktur, d.h. also erst bei einer Belastung, die etwa der Festigkeit einer zwar schwachen, aber unbeschädigten Tibia entspricht.

Die Festigkeit eines solchen Osteosyntheseverfahrens nimmt also pro Schraube um 4,1 mkp zu.

c) T o r s i o n :

Die Belastung des Knochens auf Torsion erwies sich als äußerst schwierig, da zunächst die Härte des Knochens unterschätzt wurde, und sich mit keinem der drei zuerst konstruierten und gebauten Halterungen der Schaft ausreichend fest einspannen ließ.

Es zeigte sich, daß auch Gips und selbst flüssiger, schnell härtender Kunststoff nicht die nötige Festigkeit hatten.

Die zuletzt entwickelte Einspannvorrichtung besteht aus einer etwa 1 m langen, 20 cm breiten und etwa 1,5 cm dicken Stahlplatte, auf der ein auf der Unterlage verschiebbarer und ein um eine waagrechte Achse drehbarer Eisenring von ungefähr 15 cm Durchmesser montiert sind.

(Siehe Abb. 6a, 6b, 6c und 7).

Abb. 6 a

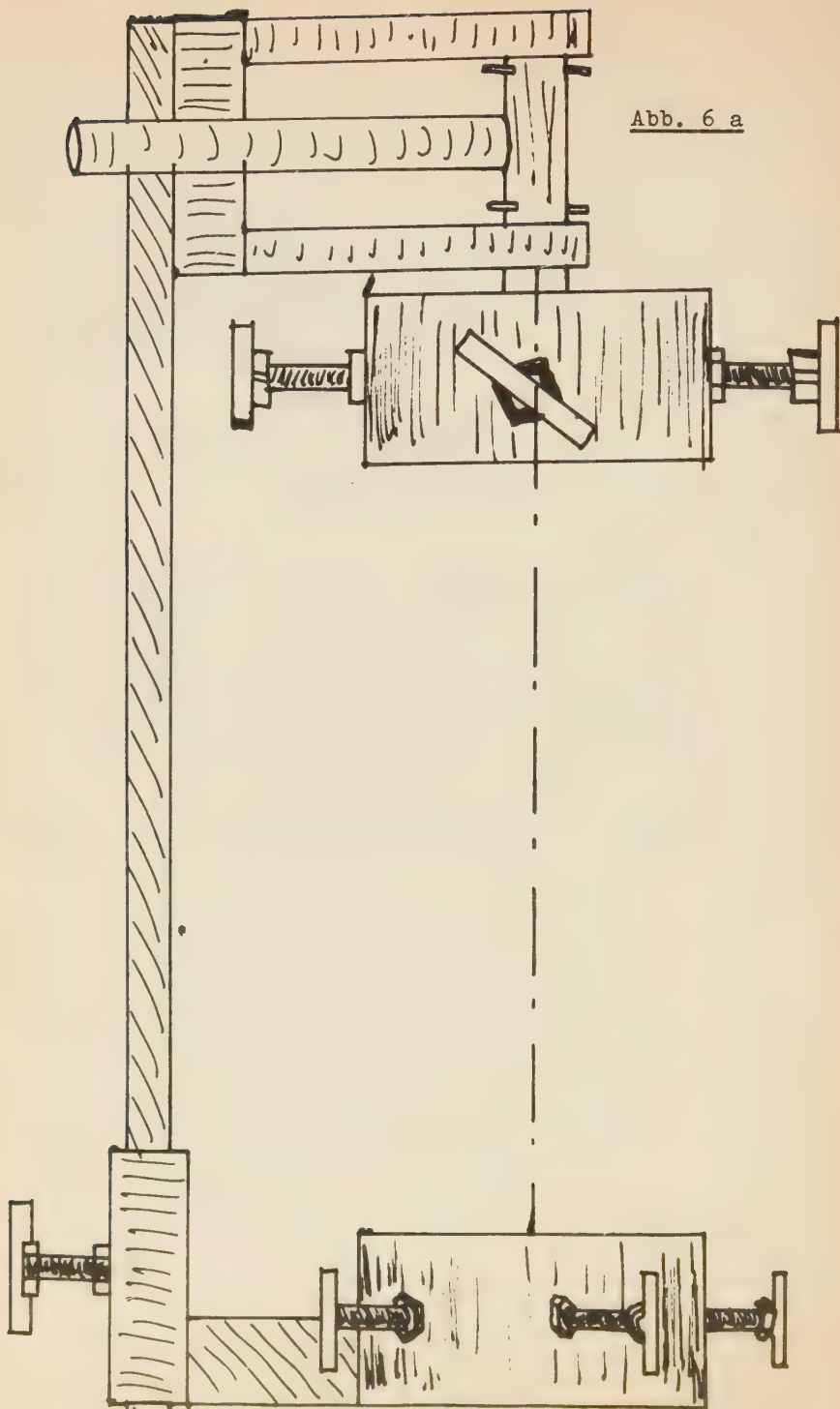


Abb. 6 b

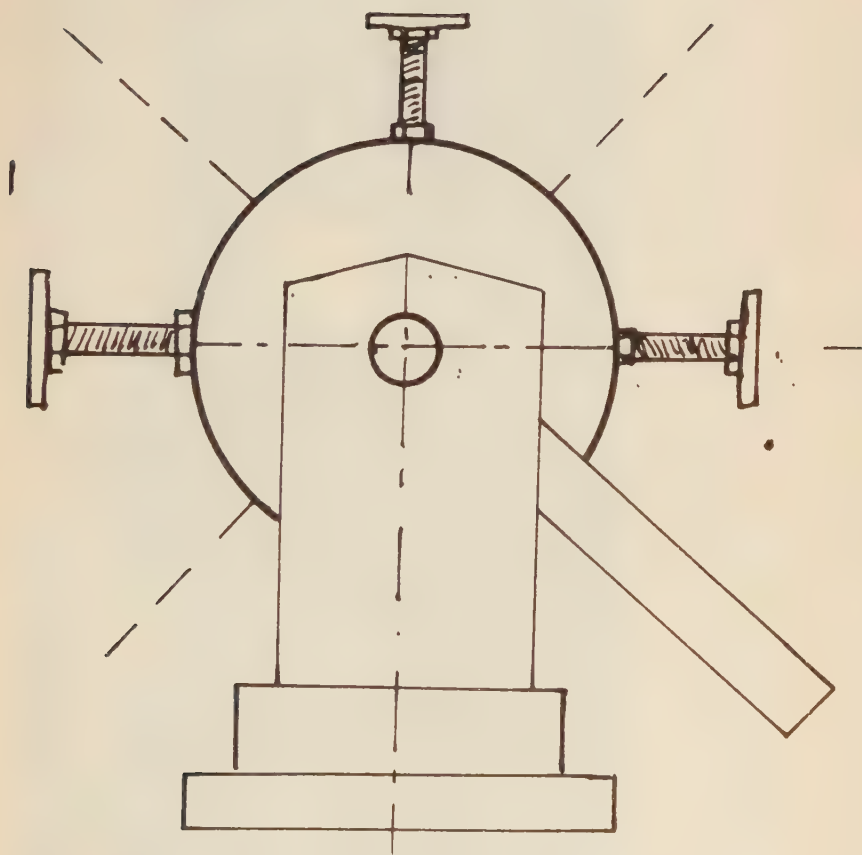


Abb. 6 c

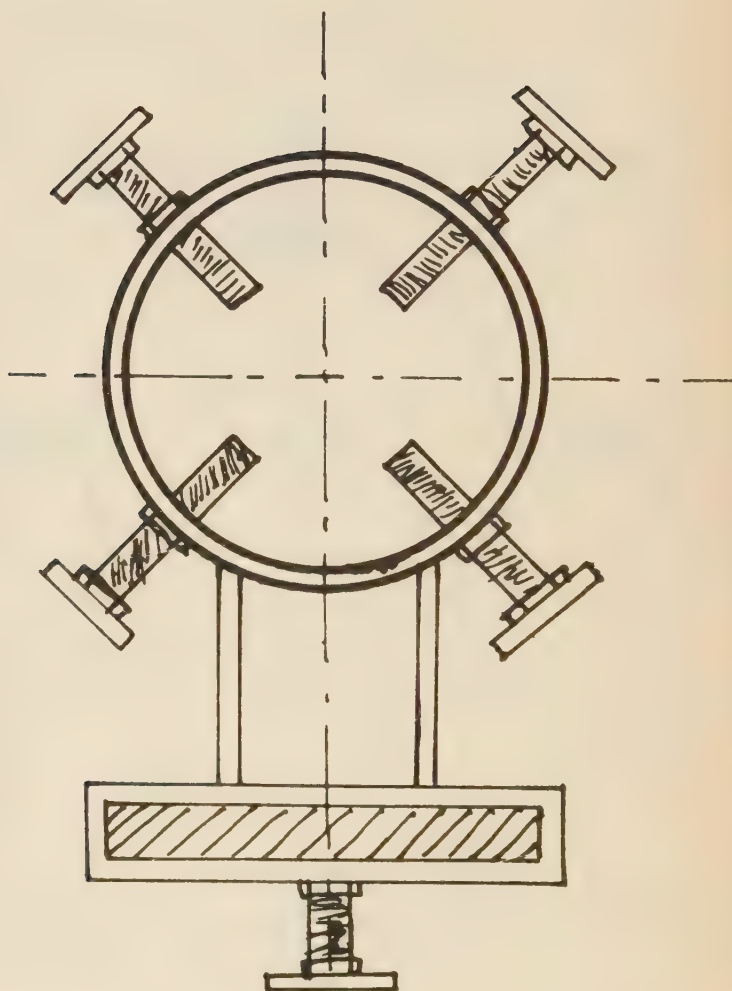


Abb. 7



In beiden Eisenringen befinden sich verstellbare Schrauben, die an ihrem Ende Metallplatten tragen, so daß sich jeweils das proximale und das distale Ende des Femur bzw. der Tibia fest einspannen lassen.

Auch hierbei muß unter Berücksichtigung des Hebelarmes wieder das Drehmoment errechnet werden, das sich aus der Kraft multipliziert mit dem Kraftarm zusammensetzt.

$$M = p \cdot a$$

Wie nicht anders zu erwarten, wurden bei der Belastung der Knochen sehr unterschiedliche Werte gefunden.

Im Allgemeinen kann man sagen, daß weibliche Knochen weitaus weniger stabil sind als männliche. Erstaunlicherweise ist die Festigkeit aber vom Alter wenig abhängig.

Am Rande mag erwähnt werden, daß gerade die zwei stabilsten Knochen von einem 55-jährigen und einem 60-jährigen Mann stammen, die allerdings beide dem muskulös-adipösen Typ angehörten und vorwiegend körperlicher Arbeit nachgingen.

4. Versuchsergebnisse.

a) Biegung:

Bei der Belastung von Femura auf Biegung und zwar von ventral nach dorsal, wurden Werte zwischen 27,6 mkp und 54 mkp, bei der Belastung von Tibiae auf Biegung Werte zwischen 20,4 mkp und 55,2 mkp ermittelt. (Tab. I).

Tab. I: Meßergebnisse (Biegung).

Femura	Tibiae
54,0 mkp	33,3 mkp
27,6 mkp	31,2 mkp
43,2 mkp	22,2 mkp
44,4 mkp	28,2 mkp
50,1 mkp	44,4 mkp
37,1 mkp	43,8 mkp
53,7 mkp	29,7 mkp
36,4 mkp	20,4 mkp
47,4 mkp	37,2 mkp
50,4 mkp	26,4 mkp
27,6 mkp	36,4 mkp
37,2 mkp	55,2 mkp
	42,0 mkp
	46,8 mkp
	24,6 mkp
	31,2 mkp
	52,8 mkp
	21,0 mkp
Mittelwerte: 42,4 mkp	34,82 mkp

Daraus kann man ersehen, daß manche Knochen fast das Doppelte von anderen Knochen hinsichtlich der Biegung aushalten.

Der Mittelwert und somit der für die Osteosyntheseverfahren wichtigere Wert liegt bei Femura bei 42,4 mkp, bei Tibiae bei 34,82 mkp.

Noch auffälliger sind die Unterschiede bei graphischer Darstellung.

Stellt man die gemessenen Werte in einer Kurve dar, so ist die Höhe der Kurve, die man als Funktion von Kraft und Elastizität erhält, ein Maß für die Härte eines Knochens, die Steigung der Kurve ein Maß für seine Elastizität.

(Abb. 8 und 9).

Abb. 4 b

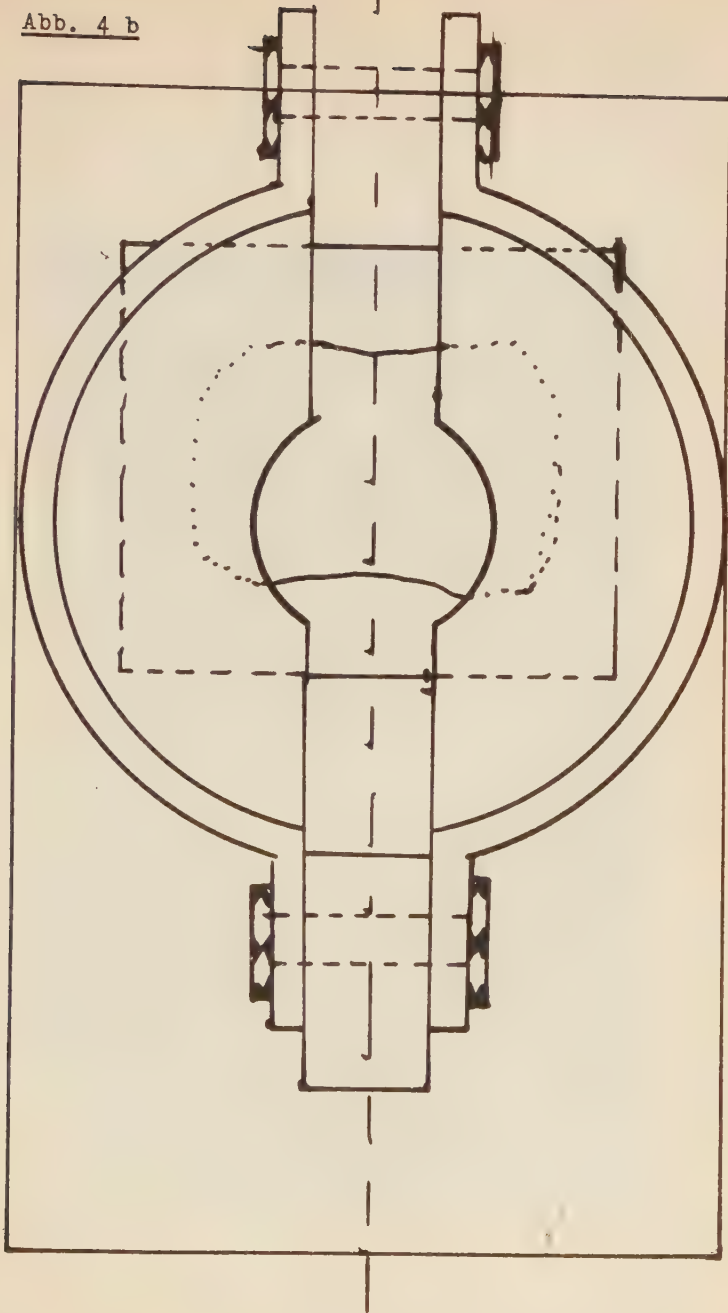


Abb. 4 c

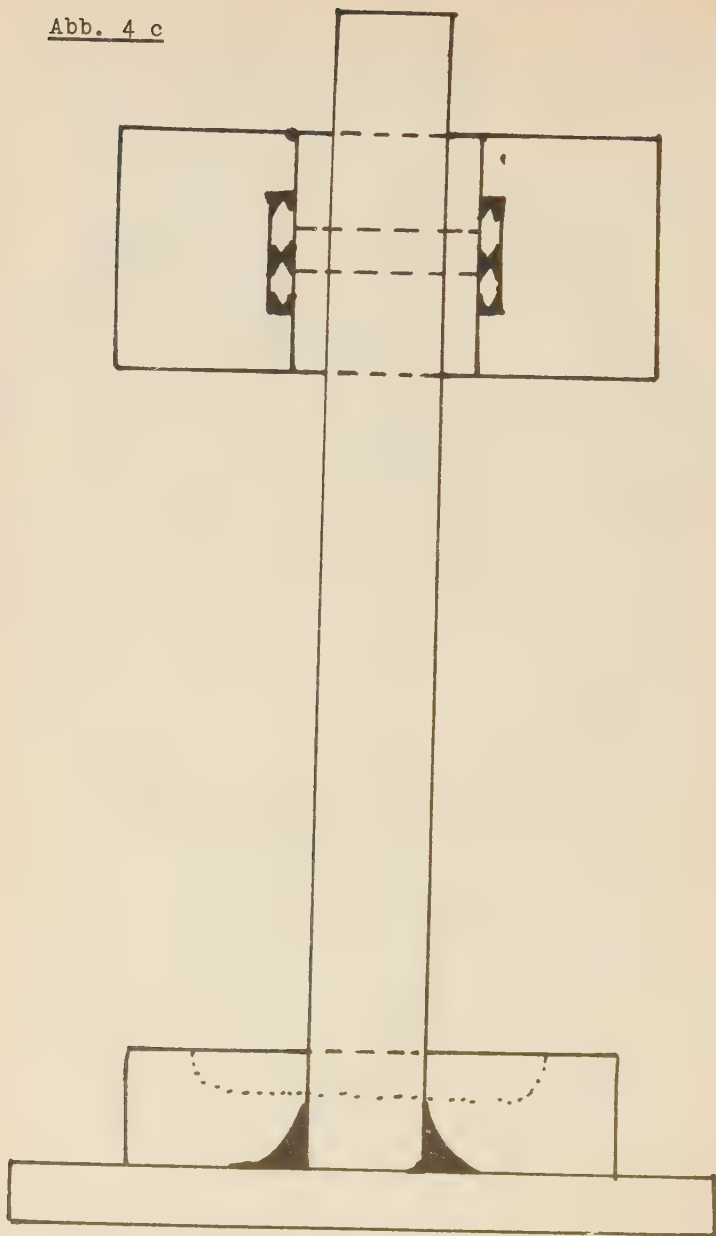
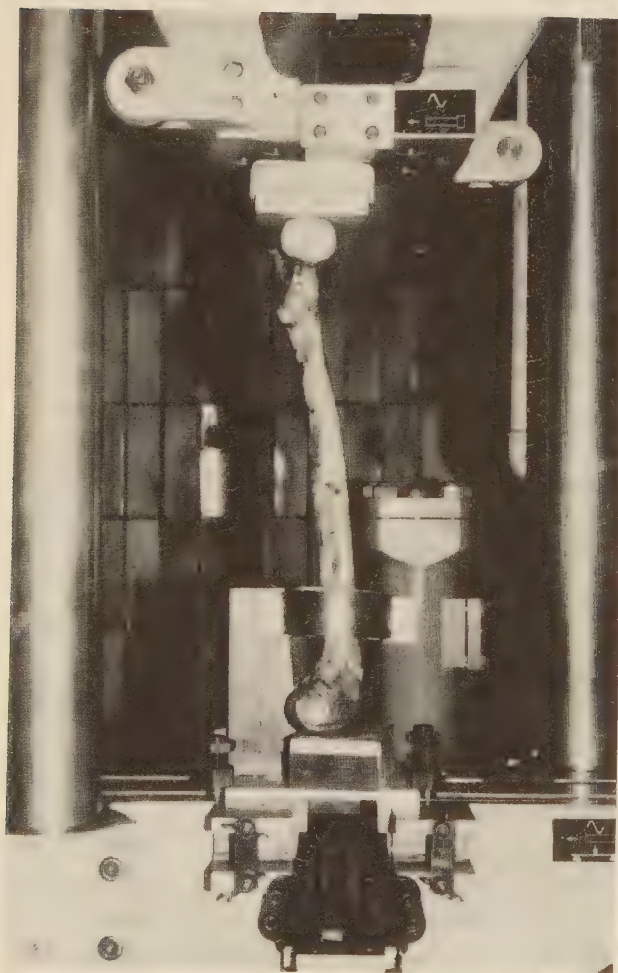


Abb. 5



Die normale Stellung des Femur im Körper ist nicht ganz senkrecht, sondern bildet bei sagittaler Betrachtung mit der Vertikalen einen Winkel von 8° .

Da jedoch die Achse durch die beiden Femurcondylen grundsätzlich waagrecht ist, ergibt sich dieser Winkel von selbst, wenn man den Femur auf eine horizontale Unterlage stellt.

Um den Druck des Stempels auf den Femurkopf gleichmäßig zu verteilen, wurde wiederum ein gepolsterter Holzklotz verwendet.

Die Stauchversuche wurden nur am Femur, nicht dagegen an der Tibia vorgenommen, da der Femurkopf mit dem Schaft einen stumpfen Winkel bildet und es bei Einwirken einer Kraft fast regelmäßig zu einer Abscherung in Richtung der Kraft, d.h. also zu einem Bruch des Schenkelhalses kommt, wogegen sich die Tibia praktisch wie ein starres Rohr verhält.

Auch hier müßte also wieder das Drehmoment berechnet werden.

Da aber die Berechnung sehr kompliziert ist - einmal ist es nicht vorherzusehen, an welcher Stelle der Femur bricht, so daß der Hebelarm erst nach dem Bruch bestimmt werden könnte und andererseits vergrößert sich der Hebelarm bei Belastung ständig, da sich der Knochen im gesamten Diaphysenbereich biegt - und es außerdem bei diesen Versuchen nur auf das Verhältnis der Festigkeit eines genagelten bzw. verschraubten Knochens zu der eines unbeschädigten Knochens ankommt, wurde auf diese Berechnung verzichtet und nur die Kraft berücksichtigt.

Das abweichende Verhältnis genagelte Tibia zu verschraubter Tibia und genagelter Femur zu verschraubtem Femur, das einmal dreimal so groß, das andere Mal nur zweimal so groß ist, läßt sich so erklären, daß man für die Nagelung eines Femur bedeutend dickere Nägel verwendet, als für die Nagelung einer Tibia, man aber andererseits für die Verschraubung eines Femur nur selten längere Platten nimmt, als die mit 10 Bohrlöchern versehene.

b) S t a u c h u n g :

Bei der Belastung des Femur auf Stauchung kam es, wie bereits am Anfang bemerkt, in etwa 80 % der Fälle zu einer Abscherung in Richtung der einwirkenden Kraft, d.h. zu einem Bruch des Schenkelhalses.

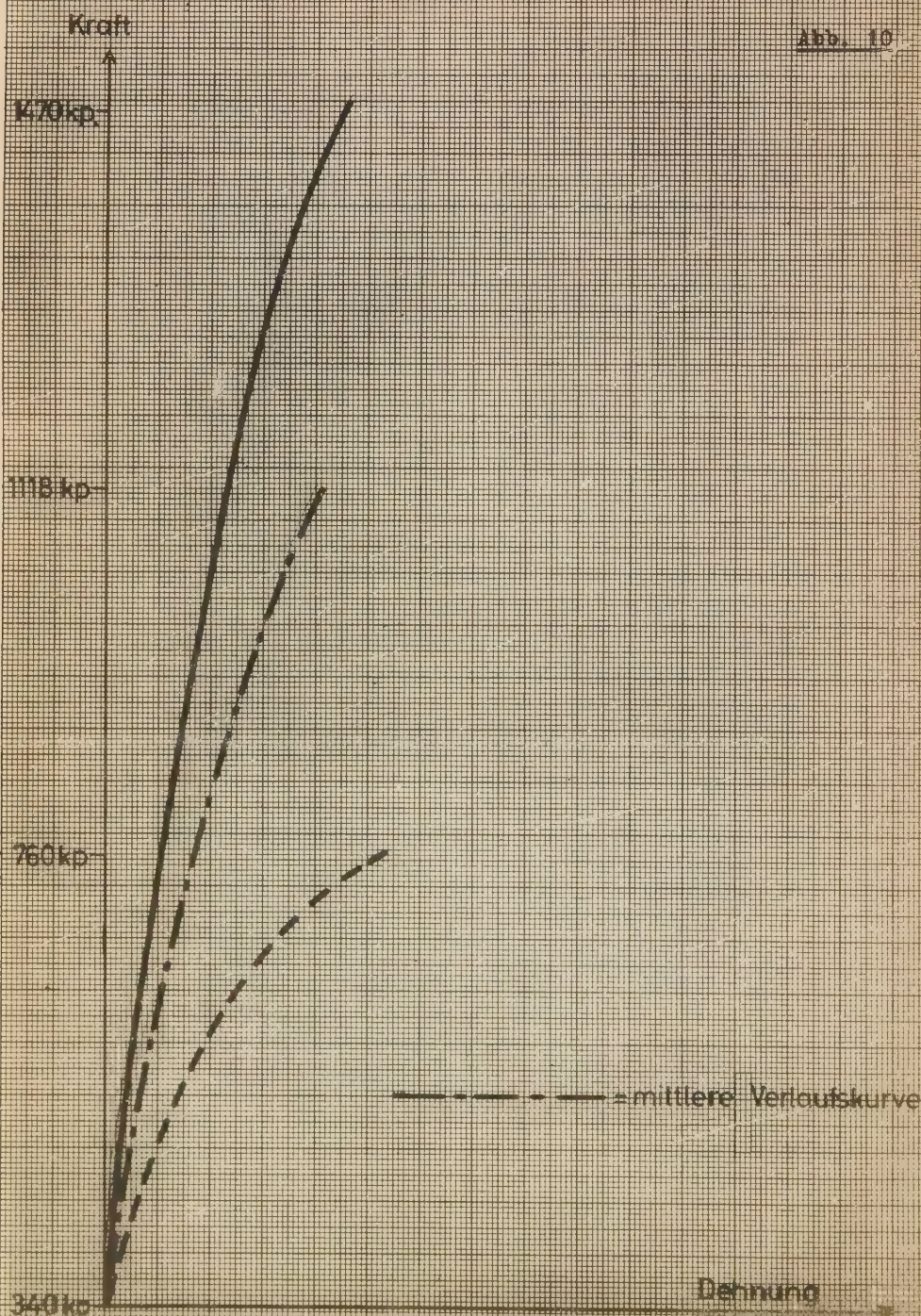
Nur in etwa 20 % der Fälle brach der Knochen im Diaphysenbereich.

Die Werte sind auch hier recht unterschiedlich und liegen in dem Bereich von 760 - 1470 kp. Der Mittelwert ist 1118 kp.

(Abb. 10 und Tab. III).

Graphische Darstellung der Festigkeit von Femura bei der Belastung auf Stauchung

Abb. 10



Tab. III: Meßergebnisse (Stauchung).

Femura

1060 kp

1215 kp

1400 kp

835 kp

1085 kp

760 kp

1470 kp

Mittelwert: 1118 kp

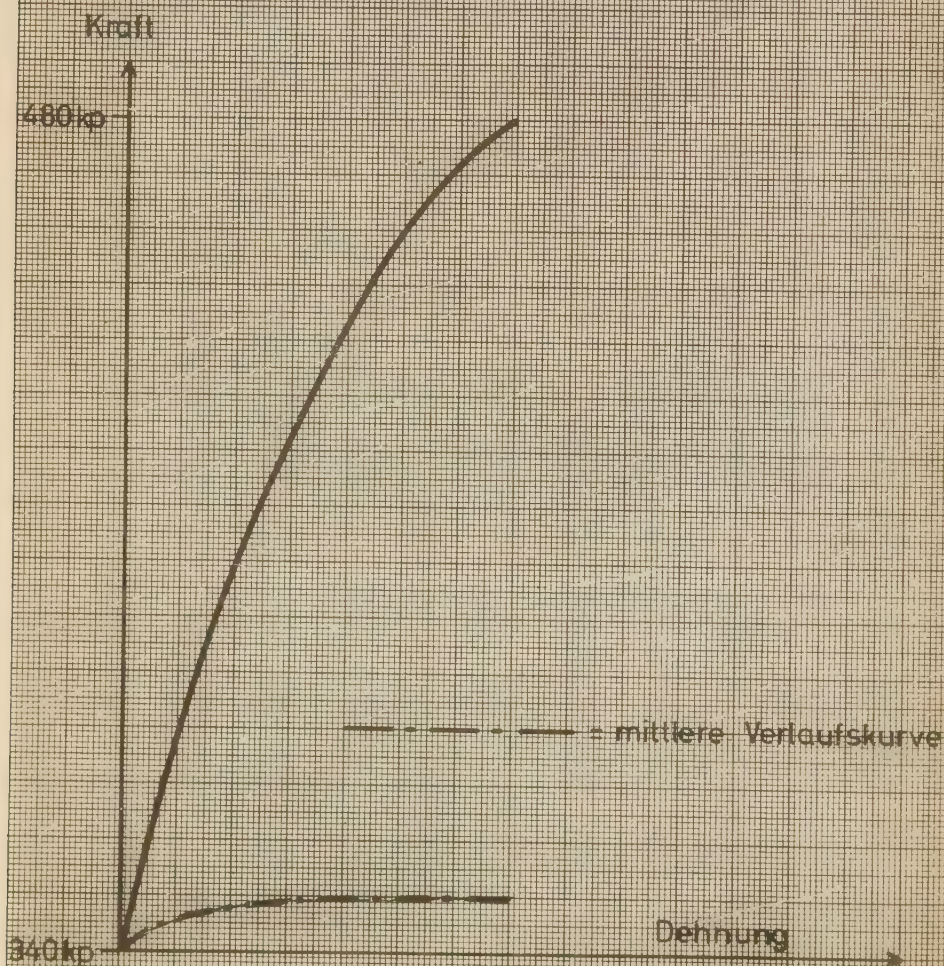
Bei der Belastung von genagelten Oberschenkelknochen kam es in 80 % der Fälle zu einer Knickung des Nagels im Bruchspalt, und zwar bei einem Nagelquerschnitt von 10 mm bereits bei etwa 250 kp, bei einem Nagelquerschnitt von 12 mm erst bei 480 kp.

Die Belastungsfähigkeit wächst also pro 1 mm² Querschnitt um etwa 115 kp.

(Abb. 11)

Abb. 11

Graphische Darstellung der Festigkeit von genagelten Femora bei der Belastung auf Stauchung



Nur in 20 % der Fälle kam es zur Aussprengung von Knochenstücken, meist ausgehend vom Bruchspalt, ohne daß eine Verbiegung des Nagels festgestellt werden konnte und das eigentlich auch nur bei Splitterbrüchen, oder wenn eine exakte Reposition auf Grund von fehlenden Knochenteilen nicht möglich war.

Der Mittelwert für die Belastbarkeit eines genagelten Femur beträgt ungefähr 345 kp.

Die Verschraubung erwies sich auch hier wieder als bedeutend fester.

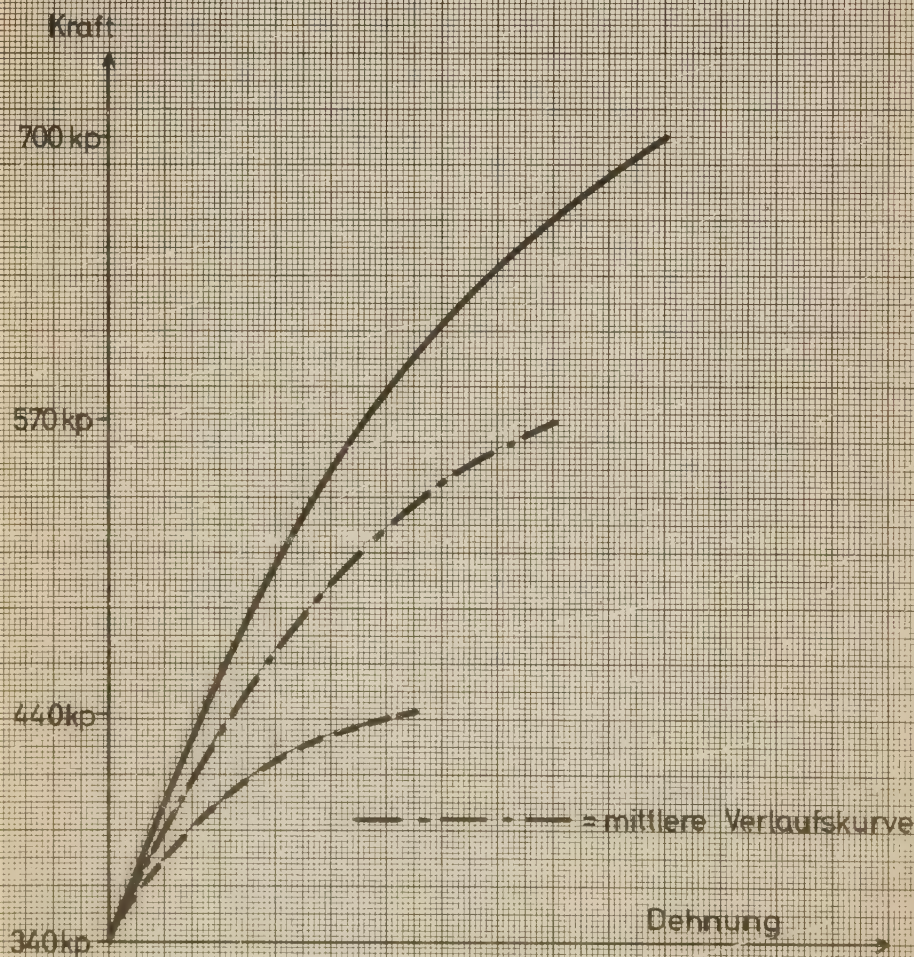
Bei einem Splitterbruch, der mit einer mit 8 Bohrlöchern versehenen Platte verschraubt wurde, kam es erst bei einer Last von 440 kp zur Aussprengung von Knochensplittern, ohne daß dabei die Platte oder die Schrauben verbogen wurden.

Ein anderer Knochen, bei dem eine exakte Reposition möglich war und dessen Teile mit einer Platte und mit 9 Schrauben fixiert wurden, konnte sogar bis zu 700 kp belastet werden. Erst dann kam es zu einer Verbiegung der Platte und einem gleichzeitigen Aussprengen von Knochenstücken. Es wurde also auch bei der Stauung durch eine Platte mit 9 Schrauben bereits annähernd dieselbe Festigkeit erreicht, wie sie ein zwar etwas schwächerer aber unverletzter Femur aufweist.

(Abb. 12).

Abb. 12

Graphische Darstellung der Festigkeit von verschraubten Femura bei der Belastung auf Stauchung



Der Mittelwert beträgt nur 570 kp, das ist gegenüber den 1118 kp, die ein unverletzter Knochen aushält, ungefähr die Hälfte, ist aber deswegen etwas niedriger, weil auch Platten mit 8 und weniger Schrauben verwendet wurden und diese Osteosynthese, wie die Versuche bewiesen, viel zu schwach ist. (Tab. IV).

Tab. IV: Meßergebnisse (Stauchung).

Femura

genagelt	verschraubt
----------	-------------

480 kp	440 kp
--------	--------

250 kp	700 kp
--------	--------

130 kp	570 kp
--------	--------

400 kp	530 kp
--------	--------

480 kp	610 kp
--------	--------

Es scheint daher notwendig zu sein, bei Oberschenkelfrakturen zumindest Platten mit 9 Bohrlöchern, möglichst aber solche mit noch mehr Schrauben zu verwenden.

c) T o r s i o n :

Die Belastung des Knochens auf Torsion wurde an unverletzten Femura nur in zwei Fällen geprüft, da es dabei zu einer weitgehenden Zersplitterung des Knochens kommt, so daß diese zu weiteren Versuchen nicht mehr verwendet werden konnten.

Der Mittelwert liegt hier bei etwa 90 mkp.

Bei der Belastung von genagelten Femura auf Torsion wurde in allen Fällen festgestellt, daß sich trotz genauester Reposition die beiden Bruchstücke bereits mit geringsten Kräften verdrehen lassen.

Es kommt anscheinend nicht ohne Weiteres zu einer elastischen Verklebung, von der immer wieder als dem Prinzip der Marknagelung gesprochen wird.

Was ist das Wesen einer elastischen Verklebung:

Sie beruht darauf, daß auf Grund der Elastizität des durchgehend geschlitzten Nagels - er wird dadurch verformt, daß beim Einschlagen in den Knochen die Spaltbreite beträchtlich vermindert wird - die Reibung zwischen Metall- und Knochenwand so groß wird, daß eine Bewegung des Knochens um den Nagel nicht mehr möglich ist.

Aus zwei Gründen kann es aber nicht zu dieser Verklebung kommen.

Erstens ist das Metall nicht elastisch genug: Bei einem Nagel, dessen Spaltbreite vorher 5 mm betrug, verkleinerte sich dieser Abstand beim Einschlagen in den Knochen auf 1,5 mm, blieb jedoch nach sofortigem Wiederherausziehen des Nagels auf 1,5 mm verengt.

Zweitens wird auch bei vollständiger Aufbohrung des Knochens im Diaphysenbereich durch den Bohrer Knochenmark aus der Epiphyse nach oben gebracht, so daß durch den starken Fettgehalt des Markes die Reibung zusätzlich herabgesetzt wird.

Es ist also nicht verwunderlich, daß die Werte bei der Belastung zwischen 0,285 mkp und 1,14 mkp liegen.

Der Mittelwert beträgt in diesem Fall nur 0,444 mkp.

Dabei muß noch gesagt werden, daß das Drehmoment wohl noch niedriger wäre, wenn nicht durch den gezackten Verlauf der Bruchlinie und die bei genauer Reposition dadurch zustande kommende Verzahnung der beiden Bruchstücke ineinander ein zusätzlicher Halt gegen Rotation gegeben wäre.

In den Versuchen wurde dabei jedesmal die Kraft bestimmt, die gerade ausreichte, um eine Bewegung des einen Bruchstückes um 5 mm auszuführen, da die Eigenelastizität des Callus im äußersten Fall nur 2 - 3 mm an Bewegung zuläßt (KÜNTSCHER) und es bei 5 mm immer zu Zerreißen im neugebildeten Callusgewebe und somit zur Gefahr der Bildung einer Pseudarthrose kommt.

Prinzipiell muß überhaupt jede Bewegung an der Fraktur ausgeschaltet werden, wenn die Callusbildung ungestört verlaufen soll.

Auch bei der Belastung der genagelten Tibia liegen die Werte ähnlich.

Sie betragen hier zwischen 0,285 mkp und 1,33 mkp.

Der Mittelwert beträgt 0,692 mkp.

Das bei der Tibia etwas höhere Drehmoment läßt sich durch den leicht gekrümmten Verlauf eines Unterschenkelnagels erklären.

Als erheblich stabiler erwies sich hier die Verschraubung mit der AO-Platte.

Beim Femur liegen die Werte zwischen etwa 9,2 mkp und 28,9 mkp.

Selbst ein verschraubter Splitterbruch konnte bis ungefähr 3,45 mkp belastet werden.

Das mittlere Drehmoment beträgt hier etwa 13,5 mkp.

Es zeigte sich auch hier wieder, daß es günstig ist, nur Platten mit mindestens 9 Bohrlöchern zu verwenden, da selbst bei 8 Bohrlöchern die Schrauben gelockert werden und sich verbiegen, während es bei 9 Schrauben meistens zu einer von der Bruchstelle ausgehenden Zersplinterung des Knochens kommt, jedoch erst nach dem Einwirken einer um etwa 80 kp höheren Kraft.

Die Werte bei der Tibia liegen zwischen etwa 5,75 mkp und ungefähr 9,2 mkp.

Der Mittelwert beträgt 7,47 mkp. (Tab. V).

Tab. V: Meßergebnisse (Torsion).

Femur		Tibia	
genagelt	verschraubt	genagelt	verschraubt
0,475 mkp	28,9 mkp	0,380 mkp	5,75 mkp
0,475 mkp	9,2 mkp	1,330 mkp	9,2 mkp
0,475 mkp	3,5 mkp	0,285 mkp	7,47 mkp
0,380 mkp	11,9 mkp	1,045 mkp	5,64 mkp
0,380 mkp	15,1 mkp	0,475 mkp	9,3 mkp
0,665 mkp	13,5 mkp	0,855 mkp	
1,140 mkp		0,475 mkp	
0,475 mkp			
0,665 mkp			
0,475 mkp			
0,285 mkp			

Auch hier kam es bei der Verwendung von Platten mit 6 Bohrlöchern grundsätzlich zu einer Lockerung und Verbiegung der Schrauben.

5. Diskussion der Ergebnisse.

Beim Vergleich der Festigkeit der beiden Verfahren ergeben sich zwei verschiedene Bezugssysteme. Betrachtet man das Ziel der Osteosynthese, der natürlichen Stabilität des Knochens möglichst nahe zu kommen, so kann man feststellen, daß es im Gegensatz zur Nagelung von der Verschraubung mit der AO-Platte in Bezug auf Biegung und Stauchung fast erreicht wird.

In Bezug auf die Torsionsbelastung sind zwar beide Methoden weit von diesem Ziel entfernt, doch kommt ihm auch hier die Verschraubung bedeutend näher.

Betrachtet man dagegen die Stabilität beider Verfahren im Hinblick auf die normale Belastung durch den menschlichen Körper, so ist die Verschraubung auf jeden Fall ausreichend stabil, die Nagelung nur in Bezug auf Biegung und Stauchung.

6. Schlussfolgerungen.

Die vorgelegten Untersuchungsergebnisse zeigen die verschiedenen Stabilitätswerte bei Krafteinwirkungen im Sinne einer Biegung, einer Stauchung und einer Torsion.

Mit den Untersuchungsergebnissen kann ausgesagt werden, daß zumindest im Sinne der Rotation, die Plattenverschraubung dem Verfahren der Marknagelung überlegen ist.

Wollte man nur die vorgelegten Ergebnisse berücksichtigen, so könnte man aussagen, daß man bei Frakturen oder Osteotomien, die mit Platten verschraubt werden (insbesondere AO-Verfahren) auf eine zusätzliche äußere Fixierung (Gips) verzichten kann, während bei der Marknagelung gerade wegen der ungenügenden Sicherung gegen Rotation ein zusätzlicher Gipsverband erforderlich wäre.

Aus den Ergebnissen geht hervor, daß ein genagelter Knochen auf Rotation nur bis 0,444 mkp belastet werden kann, während schon allein die Muskulatur auf den Knochen ein Drehmoment von 3 - 4 mkp - fast das Zehnfache - ausübt.

Mit den vorliegenden Untersuchungen ist es immerhin möglich geworden, mechanische Faktoren bei der Osteosynthese darzustellen.

In der Erkenntnis der Grenzen ihrer Anwendbarkeit im Hinblick auf die klinischen Erfahrungen, werden die Untersuchungen jedoch beitragen, Grundlagen für weitere Anwendungsmöglichkeiten der Osteosynthese zu geben.

7. Zusammenfassung.

An 40 Oberschenkel- und Unterschenkelknochen wurden hydraulische Kraftmessungen mit Belastungen von unverletzten Knochen und von durch Osteosynthese (Marknagelung und Plattenverschraubung) fixierten Knochen vorgenommen. Es wurde auf Biegung, Stauchung und Torsion belastet.

Die gefundenen Werte geben einen Anhaltspunkt über die Nachgiebigkeit unverletzten Knochens, sowie über die Stabilität der heute gebräuchlichsten Osteosyntheseverfahren (KÜNTSCHER - Nagelung und AO - Plattenverschraubung).

Die Stabilität der Plattenverschraubung ist größer als die der Marknagelung.

8. Verzeichnis der verwendeten
Abkürzungen.

p = einwirkende Kraft

a = Abstand der Fixationsstellen vonein-
ander

M = Drehmoment

9. L i t e r a t u r v e r z e i c h -
n i s .

- 1.) Chiari Hellmuth H. und Spängler H.:
Zur offenen Markdrahtung von Unterarmfrakturen, Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie 52, 14 - 26.
- 2.) Schoch I.:
Zur Nagellage bei der Osteosynthese des medialen Schenkelhalsbruches, Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie 53 (1962).
- 3.) Fick Rudolf:
Allgemeine Gelenk- und Muskelmechanik, 1910.
- 4.) Böhler L.:
Ablehnung der Marknagelung nach Küntscher, 1944.
- 5.) Volkert Rudolf:
Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie, Band 45.
- 6.) Lempert H. und Gurn H.:
Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie, Band 45.
- 7.) Fischer - Wasels Jürgen und Schünemann Hans Bernhard:
Zur Frage der Marknagelfrakturen, Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie, Band 46.
- 8.) Küntscher H.:
Praxis der Marknagelung.
- 9.) Fischer S.:
Die Marknagelung in der Knochenbruchbehandlung und Knochenchirurgie, 1967.

- 10.) Müller M.E., Allgöwer M. und Willenegger H.:
Technik der operativen Frakturenbehandlung,
Springer-Verlag 1963.
- 11.) Lanz - Wachsmuth:
Lehrbuch der Anatomie.
- 12.) Maurath J. und Christ H.:
Untersuchungen über die Stabilität bei der
Osteosynthese von Schaftfrakturen mit dem
Küntschernagel, Archiv für Orthopädie und
Unfallchirurgie 1963.
- 13.) Witt A.N. und M. Jäger:
Besondere Indikationen und Grenzen für die
Verwendung des Instrumentariums der Ar-
beitsgemeinschaft für Osteosynthese bei
orthopädisch-chirurgischen Eingriffen,
Archiv für Orthopädie und Unfallchirurgie
1966.

Für die Überlassung des Themas und die jederzeit bereitwillige Unterstützung in allen Fragen möchte ich Herrn Priv.-Dozent Dr. K.H. Täger meinen besonderen Dank sagen.

L e b e n s l a u f

Am 20.2.42 wurde ich, Erich Burghardt, als Sohn des Postrates Adolf Burghardt und seiner Ehefrau, geb. Assmann, in Pforzheim /Baden geboren.

Die Volksschule und die Oberrealschule besuchte ich in Oberstdorf, wo ich auch mein Abitur im Juli 1961 mit Erfolg bestand.

Das erste med. Semester studierte ich an der Universität Erlangen.

Seit dem Sommersemester 1962 studierte ich an der Universität München und bestand hier am 20.12.1967 mein Staatsexamen. Ich promovierte am 14.5.1968.

